

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-242628

(43)Date of publication of application : 31.08.1992

(51)Int.Cl.

A61B 3/12
A61B 3/10
A61B 5/026

(21)Application number : 01-249722

(71)Applicant : FUJII HITOSHI
TOPCON CORP

(22)Date of filing : 26.09.1989

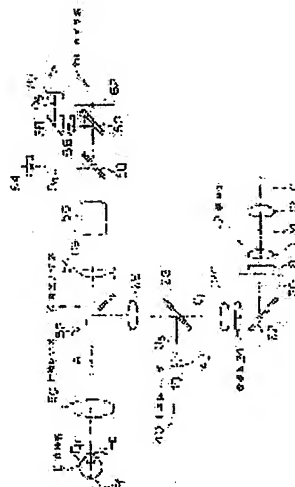
(72)Inventor : FUJII HITOSHI
YOKOKURA TAKASHI

(54) OPHTHALMOLOGICAL MEASURING APPARATUS

(57)Abstract:

PURPOSE: To enable an index image showing a measuring position to be placed on the eyegrounds image and memorized while the condition of blood flow is measured by providing an index indicating a detecting range on the eyegrounds to be inspected and enabling the index image placed on the eyegrounds to be photographed by a photographic system nearly at the same time as these are stored in a memory means.

CONSTITUTION: An observing light flux and photographic flux passing through a ring slit 20 impinge from the peripheral part of the anterior eye part Ea on the eyegrounds Ef to form an index image. A 830nm laser beam emitted from a semiconductor laser 40 also passes through the peripheral part of the anterior eye part Ea to irradiate a position indicated by the index image on the eyegrounds Ef. A visible ray of reflected rays from the eyegrounds Ep passes through the center of the anterior eye part Ea and a hole in a holed mirror 52 to image the eyegrounds image having the index image on a film 62 and field lens 66. A 830nm infrared ray reflected from the eyegrounds Ep is reflected by a dichroic mirror 58 to be imaged on an image sensor 64.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平4-242628

⑬ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成4年(1992)8月31日

A 61 B 3/12
3/10
5/026

7807-4C A 61 B 3/12
7807-4C 3/10
8932-4C 5/02

E
R
D

340

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全7頁)

⑮ 発明の名称 眼科測定装置

⑯ 特 願 平1-249722

⑰ 出 願 平1(1989)9月26日

⑱ 発 明 者	藤 居 仁	福岡県宗像市日の里2丁目26番地8
⑲ 発 明 者	横 倉 隆	東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社トブコン内
⑳ 出 願 人	藤 居 仁	福岡県宗像市日の里2丁目26番地8
㉑ 出 願 人	株式会社トブコン	東京都板橋区蓮沼町75番1号
㉒ 代 理 人	弁理士 中 村 稔	外7名

明 細 書

1. 発明の名称 眼科測定装置

2. 特許請求の範囲

被検眼眼底を照明するための照明系と、照明された眼底を撮影するための撮影系と、被検眼眼底の所定部位に測定レーザー光を照射するための投影系と、照射部位からの測定レーザー光の反射光を検出する検出手段と、検出手段で得られた信号を記憶するための記憶手段と、記憶された信号に基づき眼底の血管の血流状態を演算するための演算処理部とからなる眼科測定装置において、

被検眼眼底上での検出範囲を示す指標を設け、前記憶手段での記憶と略同時に、前記撮影系により指標像と重ね合わせて眼底像を撮影し得るよう構成したことを特徴とする眼科測定装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、被検眼眼底の血流状態を測定するための眼科測定装置に関する。

(発明の背景)

レーザー光を眼底等の生体組織に向けて照射すると、該レーザー光は生体組織を構成する粒子によって散乱され、散乱された光が干渉し、反射散乱光にランダムな模様つまりスペckルパターンが現れる。一方、このスペckルパターンは毛細血管内の血球粒子の移動に伴って刻々と変化するため、ある一点での光強度の時間的変動を測定すると、血流速度の情報を含んだ光信号すなわちスペckル信号が得られる。本発明はこのスペckル信号を利用して血流速度の眼底の状態を測定する眼科測定装置に関する。

(従来技術)

従来、被検眼眼底にレーザー光を照射し、この反射光を光電的に検出し、この検出信号に基づき被検眼眼底の血管の血流速度を測定するように構

成した眼科装置が知られている。この種の装置は、従来からの眼底カメラに、レーザー光照射系および検出系を組み込み、被検眼眼底を観察しながら被検者の視線方向を変える等の手段により、レーザー光を所望の血管位置に照射し測定を行うように構成しているものである。

また、この装置においては、被検眼眼底の状態を撮影し、測定が行われた眼底の状態を記録するように構成している。

(発明が解決しようとする課題)

しかしながら、被検眼はその視準級が常に微動しているいわゆる固視微動があり、検者が観察する眼底像は常に微動している。従って、この従来の装置においては、測定した時点での測定部位を正確に確認することが困難であり、所望位置以外の位置で測定が行われる恐れがある。

また、この従来の装置においては測定の後に、眼底の撮影を行うことによって測定が行われた部位を記録するようにしているが、この記録は測定時点と時間的にずれており、正確な位置を記録す

ることが難しいという問題がある。さらに、この従来装置では、測定とは別に撮影という操作が必要であり、測定操作上においても煩わしさを有している。

(課題を解決するための手段)

本発明は従来の眼科測定装置のこのような課題に鑑みてなされたものであって、血流状態の測定と同時に、眼底像に測定部位を示す指標像を重ね合わせて記録することができる眼科測定装置を提供することを目的とする。

本発明は、被検眼眼底を照明するための照明系と、照明された眼底を撮影するための撮影系と、被検眼眼底の所定部位に測定レーザー光を照射するための投影系と、照射部位からの測定レーザー光の反射光を検出する検出手段と、検出手段で得られた信号を記憶するための記憶手段と、記憶された信号に基づき眼底の血管の血流状態を演算するための演算処理部とからなる眼科測定装置において、被検眼眼底上での検出範囲を示す指標を設け、前記記憶手段での記憶と略同時に、前記撮影

系により指標像と重ね合わせて眼底像を撮影し得るように構成したことを特徴とする眼科測定装置である。

(実施例)

以下、本発明の実施例を図に基づいて説明する。

第1実施例は、散瞳型眼底カメラに応用したものであり、第1図に示すように、照明系2は、照明光軸O₁上に、可視光発生の観察用光源10、第1コンデンサレンズ12、第1コンデンサレンズ12に関し観察用光源10と共役配置された撮影用光源14、第2コンデンサレンズ16及び赤外光不透過・可視光透過のフィルター18、さらにリングスリット20を配置してなる。このリングスリット20は被検眼Eの瞳E_rと共役配置される。

照明系2はさらに、ミラー22、指標板24、第1リレーレンズ28、830nmを含む赤外光を反射し可視光を透過する斜設されたダイクロイックミラー28、及び第2リレーレンズ29を有する。

指標板24は、被検眼Eの眼底E_rに測定部位を示す指標像を形成するためのものである。指標板24は、第2図に示すように、レーザー光の照射領域を示す外側の長方形枠30、測定領域を示す内側の正方形枠32、及び指標板の中心を示すための十字線34からなる。指標板24は、眼底E_rと共役配置されるが、ハーフミラーを介して眼底E_rに投影されてもよい。

ダイクロイックミラー28は、血流測定を行うためのレーザー光を照明光軸O₁上に導入するためのものである。ダイクロイックミラー28へ入射するレーザー光光軸O₁上には、半導体レーザー40、及びコリメーターレンズ42が配置される。半導体レーザー40は、波長830nmの赤外レーザー光を発光し、被検眼Eの前眼部E_aと共役な位置に配置される。

測定光学系4は、測定光軸O₂上に被検眼E側から順に、対物レンズ50、孔あきミラー52、合焦レンズ54、結像レンズ58、ダイクロイックミラー58、クイックミラー60、及びフィル

ム62を配置してなる。対物レンズ50と孔あきミラー52の間に眼底E_rと対物レンズ50に關し共役な共役点Aがある。孔あきミラー52と被検眼Eの前眼部E_rとは対物レンズ50に關し共役である。ダイクロイックミラー58はダイクロイックミラー28と同一の構成を有する。

ダイクロイックミラー58の反射光軸O_r上には、眼底E_rと共役イメージセンサー64が配置される。クイックミラー60の反射光軸O_r上には、指標板24と同一の指標を設けたフィールドレンズ66、反射プリズム68、及び接取レンズ70が配置される。クイックミラー60、フィルム62、フィールドレンズ66等はカメラ部61を形成する。

上記光学系において、リングスリット20を通過した観察光束及び撮影光束は、前眼部E_rにおいて周辺部より入射して眼底E_rに指標像を形成し、半導体レーザー40から射出させた830nmのレーザー光も前眼部E_rの周辺部を通過して眼底E_rの指標像で指示した位置を照射する。

眼底E_rからの反射光のうち可視光は、前眼部E_rの中心部を通り、孔あきミラー52の孔部を通過してフィルム62上及びフィールドレンズ66上に、第3図に示す指標像を有する眼底像を結像する。

一方、眼底E_rから反射された830nmの赤外光はダイクロイックミラー58によって反射され、イメージセンサー64上に結像する。

第4図はイメージセンサー64の出力の信号処理系の実施例のブロック回路構成図である。イメージセンサー64の出力はビデオ増幅器100、A/D変換器102、メモリ104、CPU106に順次に接続される。CPU106には、さらに、測定スイッチ108、表示器110、上記半導体レーザー40、上記撮影光源14、上記カメラ部61、プリンター112に有する。

上記構成において、測定スイッチ108をONにすると、CPU106は半導体レーザー40及び撮影光源14を発光させ、カメラ部61が撮影を行う。一方、イメージセンサー64の走査出力信

号つまり画像信号は増幅器3で増幅され、高速A/D変換器102でデジタル化した後に、メモリ5に順次に記憶される。これを同一走査線上について、1走査1.7μsecすなわち700Hz程度の周波数で、100ないし300回の走査を繰り返し、メモリにデータを蓄積した後に、CPU106に記憶しているプログラムに従って、2つの連続した走査出力の差を求める。これは実際には、次のような演算によって実行される。

ここで、100ないし300回の走査を行うのは、視準線が視角にして15秒程度で30ないし100Hzの周波数成分を微小運動すなわちトレモアを平均化によって排除するためである。また、視角5分以下程度のトレモアに対する周波数の運動すなわちドリフトは、1走査1.7msecの速さで測定することにより排除することかできる。

いま、N個の画素数から成るイメージセンサー64の(m, n)番目の画素について、k回目の走査出力をI_k(m, n)、k+1回目の出力をI_{k+1}(m, n)とに(m, n)の画素の出力I(m, n)は、

$$I(m, n) = \sum_{k=1}^N \frac{|I_k(m, n) - I_{k+1}(m, n)|}{|I_k(m, n) + I_{k+1}(m, n)|}$$

として示される。ここで上記演算式で分母は、各画素の出力値をノーマライズするためのものであり、これにより眼底E_rの血管部の反射率の差に起因する要素はなくなり、血流によるスペckル移動のもたらす成分のみを抽出する。分子はスペckルの変動量すなわち血流の速度の関数である。

CPU106は各画素毎に出力を演算することにより、血流速度2次元的に検出し、第5図に示すように、表示器110で表示し、またプリンター112よりプリントする。表示器110及びプリンター112は、例えば、血流速度によって異なった色彩を示すことにより眼底における血流速度を色別された2次元表示することが可能である。

第2実施例は、無散瞳型眼底カメラに応用したもので、第6図に示されるが、第1実施例と共通の構成は第1実施例と同一の符号を付して、その説明を省略する。観察用光源210は赤外光を発生する。クイックミラー60の反射光軸O_r上に

は、フィールドレンズ66及びミラー68に加えて、結像レンズ200、及び眼底E、と共役な位置にCCDカメラ202が配置される。CCDカメラ202の出力はテレビモニタ204に接続される。

イメージセンサ64の出力を処理する回路のブロック図は、第7図に示すように、CPU106のフレームメモリ212及びテレビモニタ214に入力され、一方CCDカメラ202の出力がフレームメモリ212へ入力する。

以上の構成において、測定スイッチ108がONされると血流測定が行われると同時に、CCDカメラが指標像を含む眼底像の出力信号をフレームメモリ212に送る。テレビモニタ214は眼底像の画素毎に血流速度を2次元の色彩表示するとともに、その表示に血流測定した領域を指標像により重ねて表示する。

4. 図面の簡単な説明

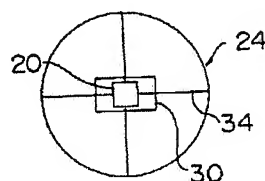
第1図は本発明の第1実施例の散瞳型眼底カメラの光学図、第2図は視準の平面図、第3図は指

標像を含む眼底像の模式図、第4図は第1実施例の信号処理系のブロック図、第5図は血流速度の表示の説明図、第6図は第2実施例の無散瞳型眼底カメラの光学図、第7図は第2実施例の信号処理系のブロック図である。

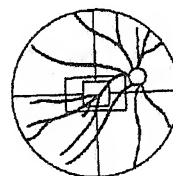
- E ……被検眼
- 2 ……照明系
- 4 ……測定光学系
- 18 ……撮影光源
- 20 ……リングスリット
- 24 ……指標板
- 28 ……ダイクロイックミラー
- 40 ……半導体レーザー
- 52 ……孔つきミラー
- 50 ……対物レンズ
- 58 ……ダイクロイックミラー
- 61 ……カメラ部
- 64 ……イメージセンサー
- 62 ……フィルム
- 202 ……CCDカメラ

- 204 ……テレビモニタ
- 212 ……フィルムメモリ
- 214 ……テレビモニタ

第2図



第3図

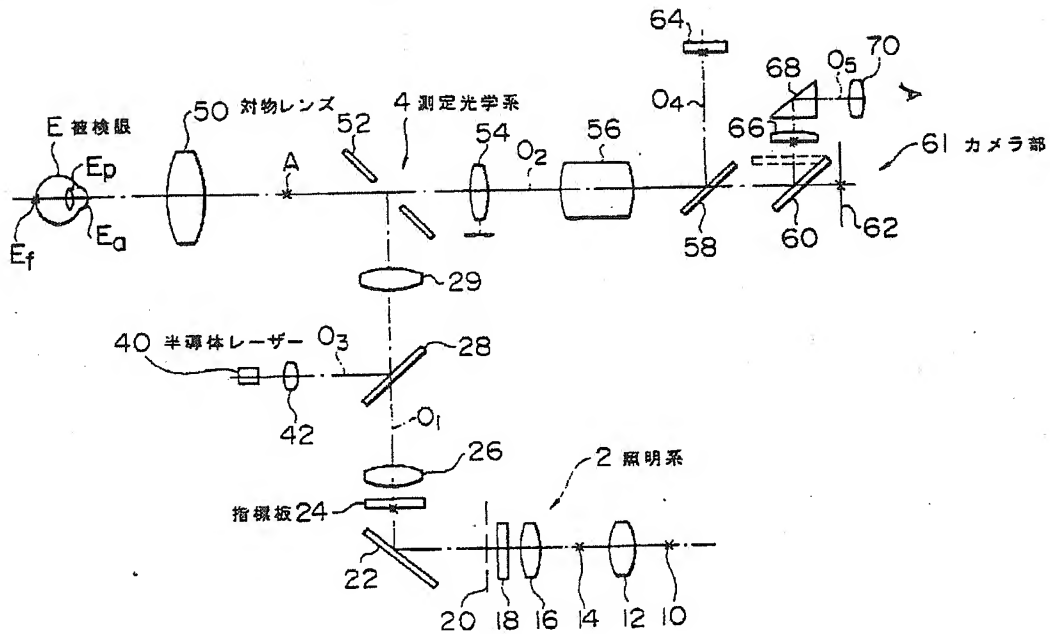


第5図

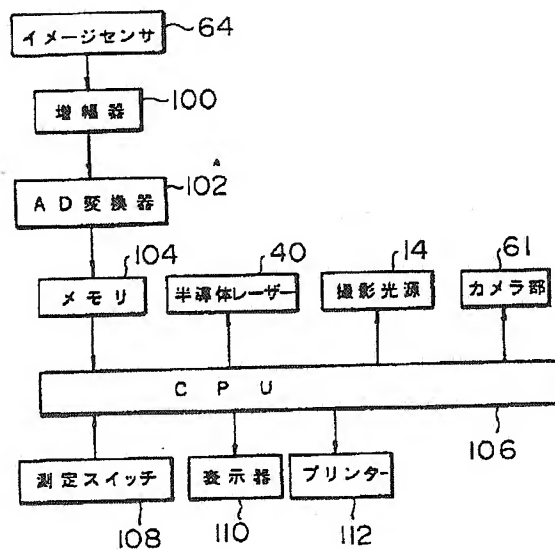


図面の浄書(内容に変更なし)

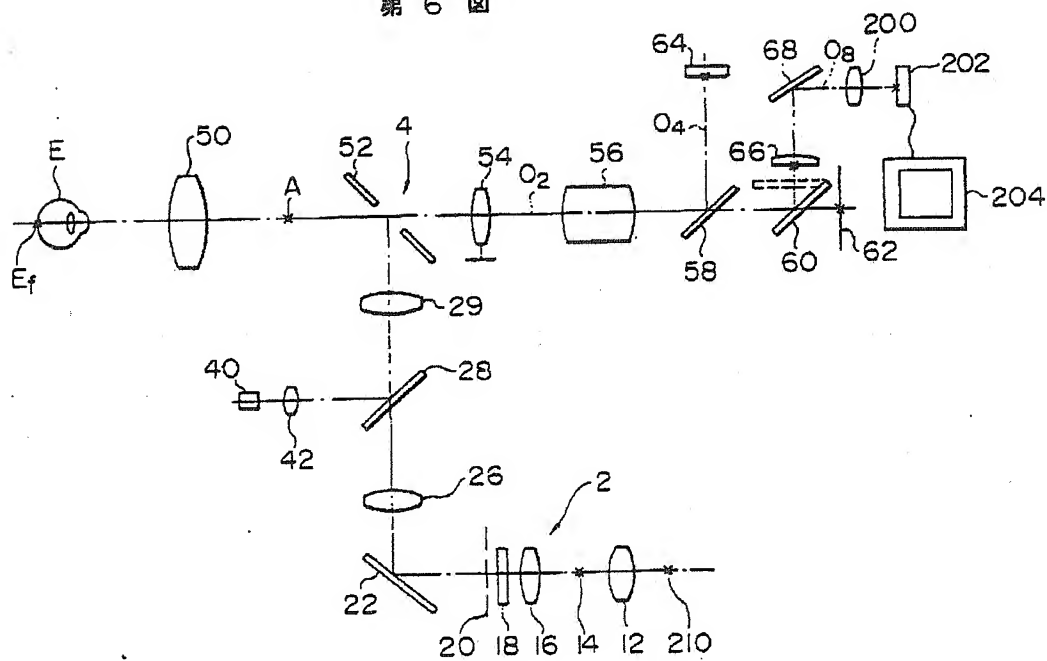
第 1 図



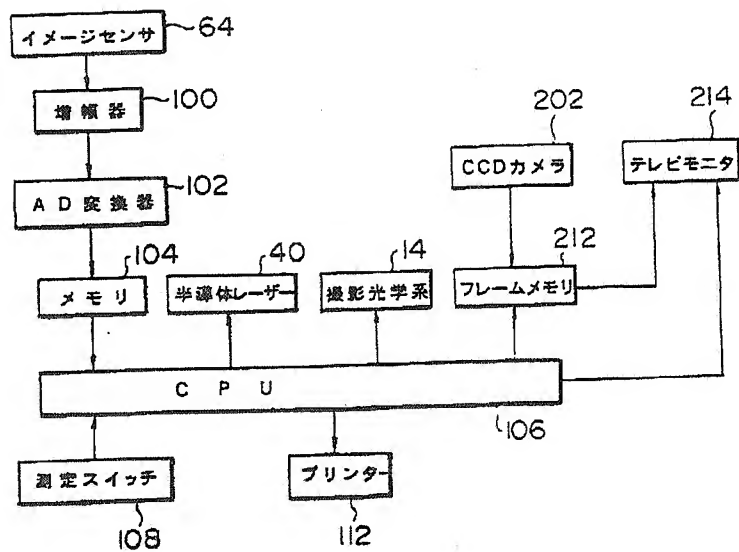
第 4 図



第 6 圖



第 7 圖



手続補正書(方式)

平成 年 月 日 2.1.11

特許庁長官 吉田文毅 殿

1. 事件の表示 平成1年特許願第249722号

2. 発明の名称 眼科測定装置

3. 補正をする者

事件との関係 出願人

氏名 藤 屋 仁
名称 株式会社 トブコン

4. 代理人

住 所 東京都千代田区丸の内3丁目3番1号
電話(代) 211-8741

氏名(5985) 弁護士 中 村 稔

5. 補正命令の日付 平成1年12月26日

6. 補正の対象 代理権を証明する書面
図 面

7. 補正の内容 別紙のとおり

願書に最初に添付した図面の浄書・別紙のとおり
(内容に変更なし)

特許庁
2.1.11